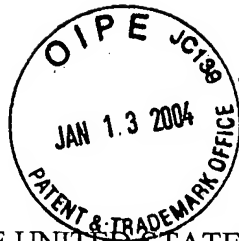


03560.003394.



PATENT APPLICATION

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of:)
: Examiner: Not Yet Assigned
AKIRA HIRAI ET AL.)
: Group Art Unit: Not Yet Assigned
Application No.: 10/690,559)
:
Filed: October 23, 2003)
:
For: RADIOGRAPHIC APPARATUS) January 12, 2004

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENT

Sir:

In support of Applicants' claim for priority under 35 U.S.C. § 119, enclosed is
a certified copy of the following foreign application:

Japan 2002-338191, filed November 21, 2002.

Applicants' undersigned attorney may be reached in our New York office by
telephone at (212) 218-2100. All correspondence should continue to be directed to our address
given below.

Respectfully submitted,

A handwritten signature in dark ink, appearing to read "Leonard P. Diana".

Attorney for Applicants
Leonard P. Diana
Registration No.: 29,296

FITZPATRICK, CELLA, HARPER & SCINTO
30 Rockefeller Plaza
New York, New York 10112-3800
Facsimile: (212) 218-2200

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 1 月 2 1 日
Date of Application:

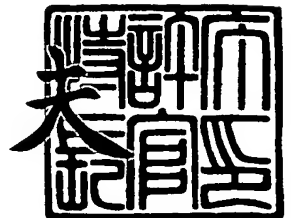
出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 3 3 8 1 9 1
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 2 - 3 3 8 1 9 1]

出 願 人 キヤノン株式会社
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 2 月 9 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 1 0 1 6 8 8

【書類名】 特許願

【整理番号】 226620

【提出日】 平成14年11月21日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明の名称】 放射線撮像装置

【請求項の数】 3

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 平井 明

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 辻井 修

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 野中 秀樹

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 田村 敏和

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 山崎 達也

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 森下 正和

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 小林 功

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 石井 孝昌

【特許出願人】

【識別番号】 000001007

【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

【代理人】

【識別番号】 100090273

【弁理士】

【氏名又は名称】 國分 孝悦

【電話番号】 03-3590-8901

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 035493

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9705348

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線撮像装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 入射した放射線を信号に変換する画素群を含み、対象物の放射線画像情報を検出する撮像手段と、

前記画素群の間隙にストライプ状に形成され、放射線入射量を検出する検出手段とを有し、

前記検出手段の前記ストライプの方向と散乱線除去用グリッドのストライプの方向とが非平行となるように構成されていることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】 前記検出手段の前記ストライプの方向と前記散乱線除去用グリッドのストライプの方向とが略直交するように構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】 前記検出手段が複数の領域に分離して形成されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線撮像装置に関するものである。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

被写体に放射線を照射し、被写体を透過した放射線の強度分布を検出し、被写体の放射線画像を得る方法は、工業用の非破壊検査や医療診断の場で広く一般に利用されている。被写体の放射線画像を得るための一般的方法の具体例は、放射線で蛍光を発するいわゆる”蛍光板”（もしくは増感紙）と銀塩フィルムを組み合わせ、放射線を被写体に照射し、透過した放射線を蛍光板で可視光に変換し、銀塩フィルム上に潜像を形成した後、この銀塩フィルムを化学処理し、可視像を得る方法である。この方法で得られた放射線画像はアナログ写真であり、診断、検査等に使用される。

【0 0 0 3】

また、誘発性燐光物質層を有するイメージングプレート（以降、IPと記す）を使用したコンピューテッド・ラジオグラフィ装置（以降、CR装置と記す）も普及しだしている。放射線照射によって、一次励起されたIPに、赤色レーザ等の可視光によって二次励起を行うと、誘発性燐光が生じる。CR装置はこの発光を光電子増倍管などの光センサで検出することで放射線画像を取得し、この画像データに基づき写真感光材料やCRT等に可視光像を出力する装置である。CR装置はデジタル装置であるが、二次励起による読み出しという画像形成プロセスを必要とするため、間接型デジタル放射線撮影装置である。ここで、間接型と記す理由は、アナログ技術と同様、即時に撮影画像を表示することができないからである。

【0004】

一方、最近では受像手段として、微小な光電変換素子、スイッチング素子等からなる画素を格子状に配列した光電変換装置を使用し、デジタル画像を取得する技術が開発されている。これらの撮影装置は取得した画像データを即時に表示することが可能であり、直接型デジタル撮影装置と呼べる。デジタル撮影装置のアナログ写真技術に対する利点として、フィルムレス化、画像処理による取得情報の強調、データベース化等が挙げられる。また、直接型デジタル撮影装置の間接型デジタル撮影装置に対する利点としては、即時性が挙げられる。間接型が二次励起という画像形成プロセスを必要とするのに対し、直接型は撮影直後に放射線画像のデジタルデータ化がなされる。また、間接型が二次励起のための読取装置を別途必要とするのに対し、直接型はこれを必要としない。

【0005】

従来の銀塩写真を用いた撮影装置では、放射線照射量に対するダイナミックレンジが狭いため露出オーバーや露出アンダーが出やすく、これを安定させるため放射線検出素子をフィルムの前面または背面に設け、放射線検出素子の出力を積分し、当該積分値と診断に必要なフィルム黒化度が得られる様予め決められた設定値とを比較し、設定値に到達した際X線遮断信号を送信しX線曝射を遮断する、フォトライマ等と呼ばれるAEC（Automatic Exposure Control；自動曝射制御）回路を使用している。

【0006】

デジタル撮影装置の場合、従来の銀塩写真法に比較して広いダイナミックレンジを有する利点があり、露出オーバー・アンダーに対しては銀塩写真法と比較して許容度が大きく、また、到達放射線量が適正でなかった場合にも、濃度変換等の画像処理により診断に適する画像出力を得ることが出来る。しかし、到達放射線量が低レベルになれば、通常の銀塩写真法と同様、放射線強度分布における量子ノイズや、装置が有するシステムノイズの影響が大きくなり、画像のS/N比が悪化する。このため、取得画像の必要最低限の品質を確保するため最小限の到達放射線量を得る目的で、銀塩写真法と同様に自動曝射制御（AEC）を行うためのAEC回路を使用している。尚、X線イメージインテンシファイア及び半導体検出器を含むX線診断装置において、当該半導体検出器がマトリクス状に配置された画素群からなり、当該画素群のうちの一部の画素群の出力を用いてAECを行うことが特許文献1に記載されている。

【0007】

ところで、医療用に被検者の放射線像を検出する場合、放射線が被検者を透過するときに発生する散乱線の影響を減少させるために、グリッドと呼ばれる散乱線除去部材が被検者と検出器の間に置かれて使用される。グリッドは通常、鉛のような放射線を透過しにくい物質からなる箔とアルミニウムのような放射線を透過しやすい物質からなる箔を、放射線の照射方向に対して垂直な1方向に交互に配列した構成を成している。この構成により、被検者からの散乱放射線は検出器に到達する前にその大部分がグリッド内の鉛箔に吸収され、その結果コントラストの高い画像を得ることができる。

【0008】

【特許文献1】

米国特許第5448613号明細書

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

従来、固体光検出素子を用いたフラットパネルディテクタ（FPD）を含むデジタル撮影装置の場合、FPD前面にFPDとは別体の放射線検出素子を配置して、AEC回路を構成している。しかしながら、装置の小型化・簡素化・低コスト化の要

求や、また製造技術の向上から、FPD内部の画素間にAEC用放射線検出素子を配置することが考えられる。この場合、FPDの読み出し駆動制御を簡略化する目的や、周辺画素への影響を極小とし画質劣化を極力回避する目的から、FPD内部の画素間にAEC用放射線検出素子をストライプ状に配置する構造が有利と考えられる。

【0010】

しかしながら、グリッドと組合せた使用の場合、ストライプ状のAEC用放射線検出素子がグリッドの鉛部に隠れることにより、AEC回路による遮断線量（累積放射線量）に誤差が発生する可能性がある。

【0011】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、安定した放射線量検出を行うことができる放射線撮像装置を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】

斯かる目的を達成するために、本発明の放射線撮像装置は、入射した放射線を信号に変換する画素群を含み、対象物の放射線画像情報を検出する撮像手段と、前記画素群の間隙にストライプ状に形成され、放射線入射量を検出する検出手段とを有し、前記検出手段の前記ストライプの方向と散乱線除去用グリッドのストライプの方向とが非平行となるように構成されていることを特徴とする。

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を適用した好適な実施形態を、添付図面を参照しながら詳細に説明する。

まず、本実施形態のFPDの構造について述べる。FPDはシンチレータ、光検出器アレー及び駆動回路から構成される。シンチレータではエネルギーの高い放射線によって蛍光体の母体物質が励起された際の再結合エネルギーにより可視領域の蛍光が得られる。その蛍光は CaWO_4 や CdWO_4 などの母体自身によるものや、 CsI:Tl や ZnS:Ag などの母体内に付活された発光中心物質によるものがある。このシンチレータに隣接して光検出器アレーが配置されている。この光検出器アレーは光子

を電気信号に変換する。図1に光検出器アレーの等価回路を示す。以下の例では二次元アモルファスシリコンセンサについて説明するが、光検出器はこれに限定されるものではなく、その他の固体撮像素子であってもよい。

【0014】

光検出器アレー中の1素子(画素)は光検出部21と電荷の蓄積及び読み取りを制御するスイッチングTFT22とで構成され、一般にはガラス基板上に配されたアモルファスシリコン(a-Si)で形成される。光検出部21中の21Dは光ダイオードであり、21Cは単に光ダイオード21Dの寄生キャパシタンスであっても良いし、検出器のダイナミックレンジを改良するために光ダイオード21Dと並列に接続されたコンデンサであっても良い。ダイオード21DのアノードAは共通電極であるバイアス配線Lbに接続され、カソードKはコンデンサ21Cに蓄積された電荷を読み出すための制御自在なスイッチングTFT22に接続されている。この例では、スイッチングTFT22はダイオード21DのカソードKと電荷読み出し用増幅器26との間に接続された薄膜トランジスタである。

【0015】

スイッチングTFT22とリセット用スイッチング素子25を操作してコンデンサ21Cをリセットした後に、放射線1を照射することにより、光ダイオード21Dで放射線量に応じた電荷が発生し、同電荷はコンデンサ21Cに蓄積される。その後、再度スイッチングTFT22を操作することにより、信号電荷は容量素子23に転送される。そして、容量素子23に蓄積された電荷量を電位信号として前置増幅器26によって読み出し、A/D変換を行うことによって入射放射線量を検出する。

【0016】

図2は図1で示された光検出器アレーを具体的に二次元に拡張して構成した光電変換装置を表す等価回路図である。この光電変換装置の光電変換動作について述べる。光検出器アレーの画素は2000×2000～4000×4000程度の画素から構成され、アレー面積は200mm×200mm～500mm×500mm程度である。図2において、光検出器アレーは3328×4096の画素から構成され、アレー面積は350mm×430mmである。よって、1画素のサイズは約105×105 μ mである。1ブロック内の3328画素を横

方向に配線し、4096ラインを順に縦に配置することにより各画素を二次元的に配置している。

【0017】

上記のとおり1画素は、光電変換素子21とスイッチングTFT22とで構成される。21-(1, 1)~21-(3328, 4096)は前記光電変換素子21に対応するものであり、光検出ダイオードのカソード側をK、アノード側をAとして表している。22-(1, 1)~22-(3328, 4096)はスイッチングTFT22に対応するものである。

【0018】

二次元光検出器アレーの各列の光電変換素子21-(m, n)のK電極は対応するスイッチングTFT22-(m, n)のソース、ドレイン導電路によりその列に対する共通の列信号線Lc1~Lc3328に接続されている。たとえば、列1の光電変換素子21-(1, 1)~(1, 4096)は第一の列信号配線Lc1に接続されている。各行の光電変換素子21のA電極は共通にバイアス配線Lbを通してモードを操作するバイアス電源31に接続されている。各行のTFT22のゲート電極は行選択配線(Lr1~Lr4096)に接続されている。例えば、行1のTFT22-(1, 1)~(3328, 1)は行選択配線Lr1に接続されている。行選択配線Lrはラインセクタ部32を通して駆動制御部に接続されている。ラインセクタ部32は例えばアドレスデコーダ34と4096個のスイッチ素子35から構成される。この構成により任意のラインLrnを選択することが出来る。ラインセクタ部32は、液晶ディスプレイなどに用いられているシフトレジスタによって構成することも可能である。

【0019】

列信号配線Lcは駆動制御部により制御される信号読み出し部36に接続されている。25は列信号配線Lrをリセット基準電源24の基準電位にリセットするためのスイッチ、26は信号電位を増幅するための前置増幅器、38はサンプルホールド回路、39はアナログマルチプレクサ、40はA/D変換器をそれぞれ表す。それぞれの列信号配線Lrnの信号は前置増幅器26により増幅され、サンプルホールド回路38により保持される。その出力はアナログマルチプレクサ39に

より順次A/D変換器40へ出力され、デジタル値に変換され出力される。

【0020】

本実施形態の光電変換装置では、 3328×4096 個の画素を3328のラインLcnに振り分け、この列信号配線Lcnを介して1行あたり3328画素の出力が同時に転送され、転送された出力は、前置増幅器26-1~3328、サンプルホールド部38-1~3328を経て、アナログマルチプレクサ39によって順次A/D変換器40に出力される。

【0021】

図2ではA/D変換器40が1つで構成されているように表されているが、実際には4~32の系統で同時にA/D変換を行う。これは、アナログ信号帯域、A/D変換レートを不必要に大きくすること無く、画像信号の読み取り時間を短くすることが要求されるためである。

【0022】

このように構成された光検出器アレーに対し、AEC用検出器50は図3に示すように、回路的には全く別個に構成され、前記光検出器アレーの各画素間の間隙に配置される。51はAEC用検出器用のバイアス電源であり、52はAEC用検出器の出力を増幅する前置増幅器である。尚、通常の光検出器アレーの場合、画素間を縦横に配線が走り、また、可能な限り開口率を上げるため、各画素の転送用TFT以外の部分を出来る限り光検出ダイオードの開口部が占める設計がなされている。従って、AEC用検出器50を光検出器アレー上に構成するために、隣接する光検出画素の開口部を減らし、空いた空間にAEC用検出器50を構成している。あるいは、転送用TFTは残したまま、光検出ダイオードを完全に取り除いてしまい、その空間にAEC用検出器50を構成することも出来る。この場合には、画像を形成する画素データが欠落するため、出力画像データに対し、当該画素データを周辺の画素データから補間する画素補間処理を施す必要がある。

【0023】

このように二次元光検出器アレー上に構成されるAEC用検出器50の配置される領域について説明する。通常、AEC用検出器は、単に数画素相当分あるいは1ライン相当分設けられればよいというものではない。例えば胸部撮影を行う場合

、フォトタイマ等に代表される従来のAEC用装置においては、通常肺野領域の到達放射線量を測定している。この領域における照射線量が所定量に達した際に放射線照射が遮断される。尚、患者の体格や体内構造の違い、撮影時のアライメントずれ等によってAEC用検出器が肺野に配置されない場合、より透過線量の少ない領域にAEC用検出器が配置されることになり、結果として想定していたよりも多くの放射線照射が行われ、AECの用途を満たせなくなる。このため、AEC用の検出領域は、縦横にある程度の大きさをもった領域とされている。本実施形態におけるAEC用検出器も従来のフォトタイマ等と同様、50mm×50mm程度の矩形領域にわたって設けられる。。ただし、当該矩形領域内の全ての画素間隙にAEC用検出器を構成する必要はない。例えば、図4に示すように、光検出器アレーの画素ピッチを縦横方向とも105 μ mとしたとき、横方向に500画素相当分連なったライン状のAEC用検出器を、縦方向に100画素おきに5本ストライプ状に配置してAEC用検出領域を構成すればよい。

【0024】

図5は一般胸部撮影用のフォトタイマに代表される従来のAEC用装置の検出領域とグリッドとの配置関係を示す図である。60は被写体肺野に対応する領域を表している。AEC用検出領域61、62、63は被写体の左右肺野部と縦隔部に対応する3箇所に配置されている。また、グリッド64はそのストライプ（縞目ともいう）の方向が体軸と平行になるように配置される。尚、グリッド64のストライプとは、鉛箔の様に放射線透過率の低いものとアルミ箔の様に放射線透過率の高いものとの交互配列により形成される縞模様、又は放射線によりFPD上に投影されたグリッド像の縞模様のことである。

【0025】

FPDの場合にも、図4に示すように、従来と同様の3領域にAEC用検出器をストライプ状に配置する。そして、グリッドは、そのストライプ方向がAEC用検出器のストライプ方向と（略）直交するように配置される。尚、FPDとグリッドとは略平行に配置されている。こうすることで、グリッドによるAEC用検出器の遮蔽率を安定化することが可能となり、よって安定した放射線量検出が可能となる。尚、本実施形態ではAEC用検出器のストライプ方向とグリッドのストライプ方向

とが直交するようにしたが、平行以外であれば同様の効果が得られることは明白である。尚、このように両ストライプの方向が非平行となるようにするには、グリッドの装置に対する取り付けガタや製造誤差等を考慮して、当該非平行性が保証されるように装置を設計すればよい。

【0026】

さらに、AEC用検出器のストライプ方向とグリッドのストライプ方向とを直交又は交差させるように配置する場合の利点は次の通りである。

(1) グリッドのストライプピッチは製造誤差により変動するが、その変動が上記遮蔽率の変動に与える影響が小さい。

(2) グリッドのストライプ方向に直交する方向にグリッドの取り付けガタがある場合、当該直交方向におけるグリッドの変位が上記遮蔽率の変動に与える影響が小さい。

(3) 上記遮蔽率が安定して低い場合、グリッドの着脱その他に応じたAEC設定値の変更が必要になることがある。

【0027】

逆に、AEC用検出器のストライプ方向とグリッドのストライプ方向とを平行に配置する場合、次のことがいえる。

(1) 製造誤差によるグリッドのストライプピッチの変動が上記遮蔽率の変動に与える影響が大きい。

(2) グリッドのストライプ方向に直交する方向にグリッドの取り付けガタがある場合、当該直交方向におけるグリッドの変位により、上記遮蔽率が大きく変動することがある。

(3) 上記遮蔽率が高い場合又はその変動が大きい場合、グリッドの着脱その他に応じたAEC設定値の変更が必要になることがある。

【0028】

以上のように、本実施形態によれば、FPD内にストライプ状のAEC用検出器を構成した放射線撮影装置にあって、散乱線除去用グリッドをFPDの前面に配置した場合においても、放射線量を安定して検出することができる。

【0029】

【発明の効果】

本発明によれば、安定した放射線量検出を行うことができる。

【図面の簡単な説明】**【図 1】**

本発明に係る放射線撮像装置の一実施形態であるFPD上の光検出器の等価回路図である。

【図 2】

本発明に係る放射線撮像装置の一実施形態であるFPDの等価回路図である。

【図 3】

本発明に係る放射線撮像装置の一実施形態であるFPDへのAEC用検出器の組み込み例を示した図である。

【図 4】

AEC用検出領域の配置構成例を示した図である。

【図 5】

従来例のAEC用検出領域の配置構成を示した図である。

【符号の説明】

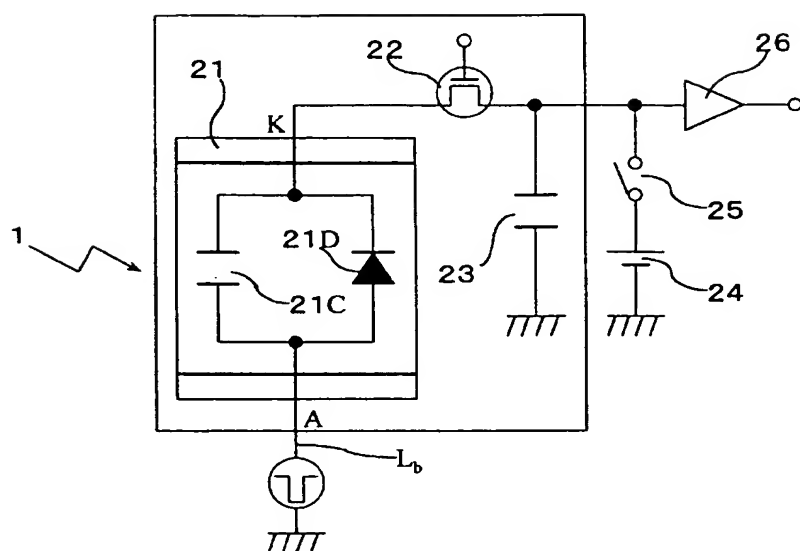
- 1 光入力
- 2 1 光検出部
 - 2 1 C コンデンサ
 - 2 1 D 光ダイオード
- 2 2 スイッチングTFT
- 2 3 コンデンサ
- 2 4 リセット基準電源
- 2 5 リセットスイッチ
- 2 6 前置増幅器
- 3 1 バイアス電源
- 3 2 ラインセクタ部
- 3 4 アドレスデコーダ
- 3 5 スイッチ素子

- 3 6 信号読み出し部
- 3 8 サンプルホールド回路
- 3 9 アナログマルチプレクサ
- 4 0 A/D変換器
- 5 0 AEC用検出器
- 5 1 AEC用検出器用バイアス電源
- 5 2 AEC用検出器用前置増幅器
- 6 0 被写体肺野領域
- 6 1 従来のAEC検出器L
- 6 2 従来のAEC検出器R
- 6 3 従来のAEC検出器C
- 6 4 グリッド縞目
- 6 5 ストライプ状AEC用検出器L
- 6 6 ストライプ状AEC用検出器R
- 6 7 ストライプ状AEC用検出器C

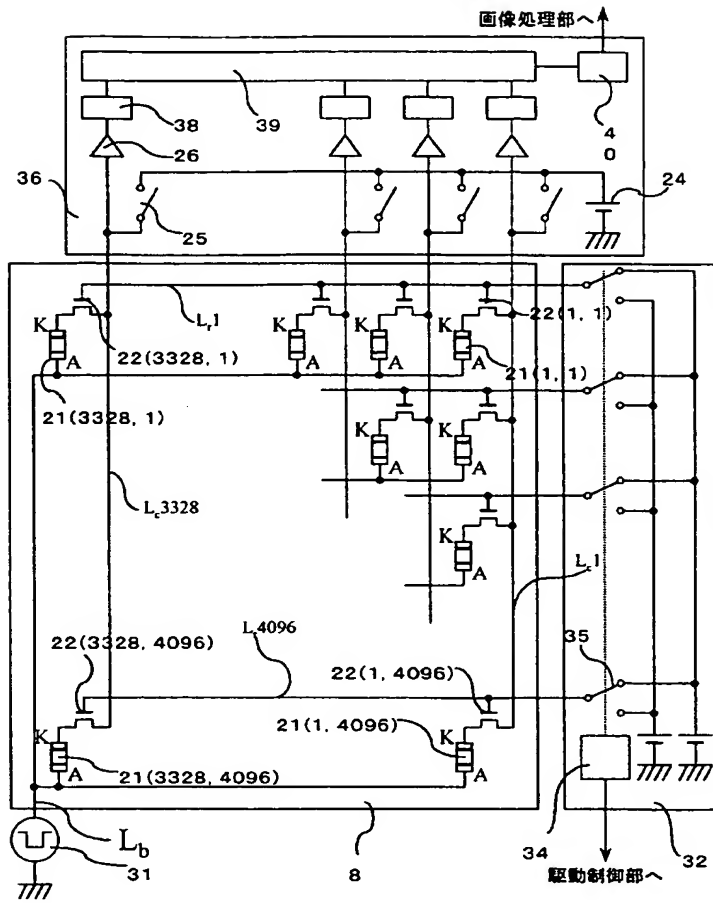
【書類名】

図面

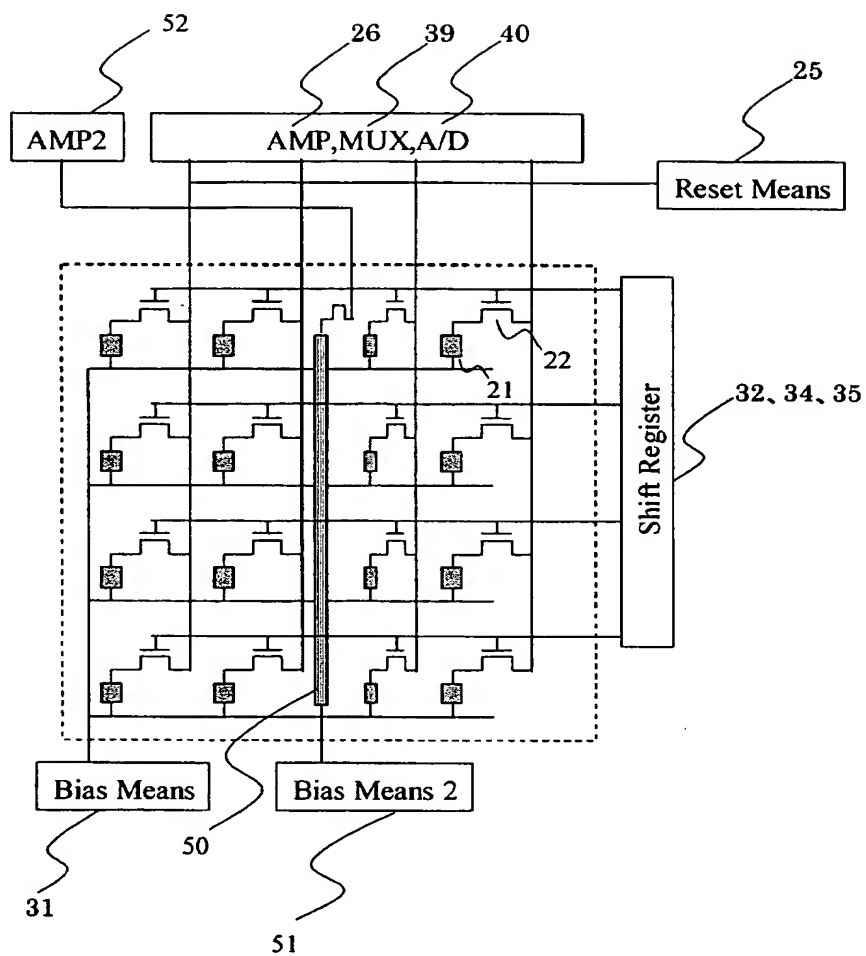
【図 1】



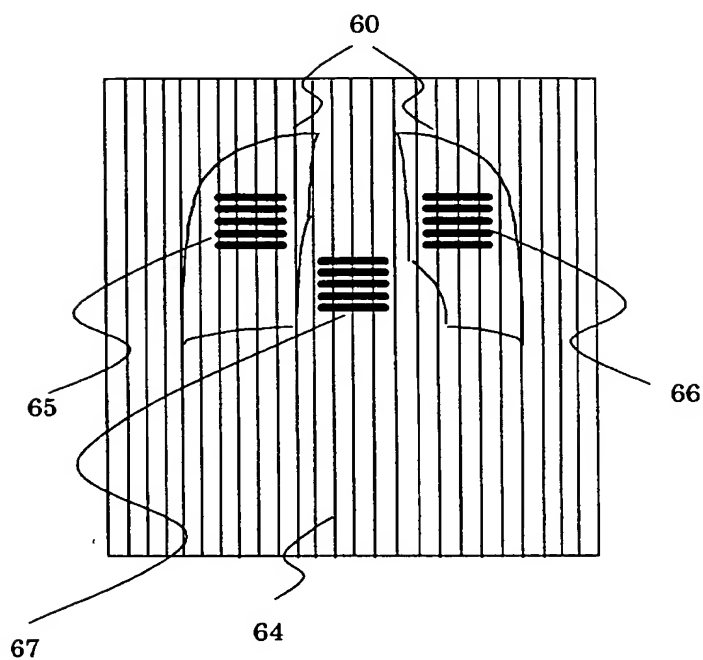
【図 2】



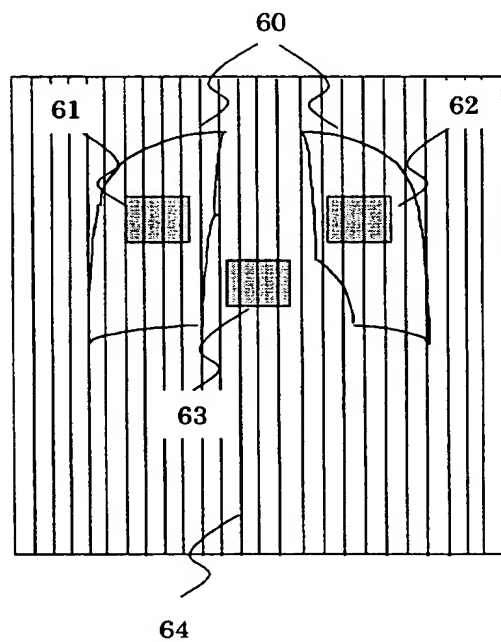
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 安定した放射線量検出を行うことができる放射線撮像装置を提供する

。

【解決手段】 入射した放射線を電気信号に変換する画素の間隙にAEC用検出器 6 5 ～ 6 7 をストライプ状に形成するとともに、当該ストライプの方向とグリッド 6 4 のストライプの方向とが非平行となるようにする。

【選択図】 図 4



特願 2 0 0 2 - 3 3 8 1 9 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 1 0 0 7]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号

氏 名

キヤノン株式会社